

PROJETO DE PRÓTESE TOTAL DO QUADRIL: ANÁLISE E REMODELAMENTO EM ELEMENTOS FINITOS

Augusto de Almeida Ferreira, Centro Universitário do Leste de Minas Gerais, augustoalfer@outlook.com

Paulo Vinicius Eloir Ramos, Centro Universitário do Leste de Minas Gerais, pauloviniciuseloiramos@live.com

Resumo. O aumento da expectativa de vida humana exige intervenções cirúrgicas com o intuito de recuperar funções biológicas, como o movimento mecânico do corpo. É então necessário que o processo de fabricação de próteses esteja em constante melhoria e a precisão no desenvolvimento é fator de suma importância, sendo assim necessário o uso mais intenso da tecnologia de análise para garantia da qualidade dos produtos. O uso dos métodos de análise de engenharia se faz necessário dentro do campo da biomecânica, por proporcionar o desenvolvimento rápido e eficaz das próteses sem a necessidade de expressivos retrabalhos. Este trabalho tem por objetivo propor uma fundamentação teórica sobre os tipos de próteses mecânicas, buscando exemplificar os modelos existentes, materiais de construção e métodos de elaboração e implantação “in vitro” e cirúrgico. Neste contexto, serão exemplificadas as formas de projetos de próteses em elementos finitos como base para análise de desenvolvimento e construção, realizando um remodelamento e análise das tensões atuantes em um modelo de prótese total de quadril.

Palavras chave: Próteses. Tecnologia. Mecânicas. Modelo. Análise.

1. INTRODUÇÃO

Observando a evolução dos métodos numéricos oferecidos pelos novos recursos da Engenharia Mecânica e a importância de se aplicar esses conceitos tecnológicos na elaboração de recursos para manutenção da vida, aplicam-se com total eficácia os métodos de modelamento e análises em elementos finitos para concepção e construção de próteses. A utilização do recurso CAD e CAE em um projeto de prótese pode trazer economia e rapidez no processo de intervenção clínica para garantia e aumento da qualidade de vida de um indivíduo que for determinado à necessidade de tal recurso.

O uso dos recursos computacionais permite também maior confiabilidade no processo de elaboração do projeto de engenharia da prótese, tendo como resultado próteses mais duráveis, resistentes e confortáveis anatomicamente, além de gerar maior adaptação ao usuário, daí a importância desses recursos.

Este trabalho abordará os principais tipos de próteses, materiais de construção e aplicação, bem como os registros históricos nacionais internacionais do uso de próteses de diferentes tipos, tendo como característica principal a funcionalidade mecânica para os meios locomoção humana, e ainda propõe como estudo de caso a elaboração de um remodelamento e análise das tensões atuantes em uma prótese de quadril total, utilizando programas computacionais CAD/CAE como, por exemplo, o *Solid Edge ST8*[®], *NX Nastran*[®] e *Ansys WorkBench*[®] representando e respeitando o movimento de um indivíduo sadio no modelo 3D construído. Essa prática permitirá relatar os pontos de maiores tensões, regiões propícias à fratura e desgaste e limitações comuns.

2. FUNDAMENTAÇÃO

2.1. Conceito

O termo “prótese” advém do grego *prósthesis*, que significa adição, aplicação, colocar sobre ou por junto de. Entretanto, este termo foi disseminado no meio médico bem como na engenharia, definindo-se como dispositivos que anulam as incapacidades e/ou disfunções corporais. (MOREIRA, 2002; SANTOS, 2000 apud PAIVA, 2004)

É importante salientar que o termo prótese não deve ser confundido com órtese, uma vez que estes apresentam funções diferentes e específicas.

Órteses e próteses são dispositivos distintos e não devem ser confundidos, apesar de serem agrupados e estudados frequentemente em uma mesma disciplina. As órteses exercem funções específicas sobre um segmento corpóreo, ao passo que as próteses são utilizadas para substituir segmentos amputados ou mal formados. (CARVALHO, 2006, p. 1)

Logo, esse dispositivo permite atenuar o contexto extremamente negativo, e passa a assumir a realidade de equipamento que tem por função substituir um membro ausente, prolongando e melhorando a qualidade de vida do indivíduo (MOREIRA, 2002; SANTOS, 2000; apud PAIVA, 2004, p.156).

2.2. Artroplastia Total do Quadril (ATQ)

A artroplastia total do quadril, citada muitas vezes como artroplastia total da anca, consiste de um tratamento bastante eficiente, mitigando a dor e possibilitando recuperar a função articular, podendo-se considerar como uma das intervenções com maior índice de sucesso no setor ortopédico. Porém existem complicações relevantes, apesar de apresentarem probabilidade relativamente baixa de incidências (PIRES, 2014).

Os pacientes candidatos a esta cirurgia geralmente apresentam limitação de locomoção, dor duradoura e/ou alguma deformidade incapaz de ser corrigida ou aliviada por procedimento não cirúrgicos, tais como fisioterapia, anti-inflamatórios, analgésicos ou uso de auxiliares de marcha (PIRES, 2014).

2.3. Componente Femoral

No que se refere à escolha do componente femoral ou haste femoral representado pela Fig. (1), tem se observado aspectos importantes relativos à estrutura geométrica da prótese, anatômica ou elementar (reta). Variados estudos mostram que as próteses de características mais anatômicas, apresentam maiores probabilidades de defeitos na implantação provenientes da má preparação do canal medular. Próteses de geometria reta apresentaram melhores resultados quanto à aplicação junto ao canal medular. Não se tem um tamanho definido como ótimo para o comprimento da haste, embora existam literaturas que afirmam um comprimento satisfatório de 100 milímetros. Em casos em que os pacientes apresentam históricos patológicos anteriores, como por exemplo, tumores, traumatismos ou outras cirurgias, aplicam-se as próteses personalizadas.



Figura 1. Figura tridimensional da prótese analisada, os autores (2017)

2.4. Método dos Elementos Finitos

Segundo Santos (1999) o método numérico que pode ser utilizado para solução eficiente e precisa de complexos problemas de engenharia chama-se Método dos Elementos Finitos. Em 1956, quando apresentado pela primeira vez, o MEF foi aplicado para corrigir problemas estruturais em aeronaves, e na atualidade este se fortificou na aplicação de solução de problemas de engenharia, tendo como ideia principal substituir problemas complexos por mais simplificados.

A ideia mais prática para se entender a característica principal do MEF pode se compreender como o método da subdivisão de um sistema de variáveis indefinidas em um número definidos de elementos que possa dominar suas características a fim de determinar seu comportamento. Os aspectos principais de um problema em que é difícil aplicação de uma solução matemática comum são:

- Geometria irregular;
- Variação das propriedades do material;
- Modelo com diferentes materiais;
- Carregamentos complexos.

Na Fig. (2) pode-se perceber facilmente a complexidade geométrica de um modelo CAD (fêmur) a ser analisado assim como descritos anteriormente no que se refere a sua complexidade.

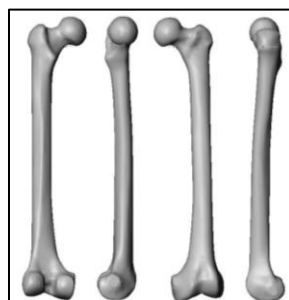


Figura 2. Modelo CAD de um fêmur, Ramos (2006).

2.5. Etapas de aplicação do MEF

Para a aplicação do método de elementos finitos podem-se definir etapas básicas, de forma cronológica, a serem seguidas para se chegar com eficácia a solução do problema, conforme Santos (1999) descreve:

1. Definição do modelo, propriedades físicas;
2. Definição da malha de elementos do modelo;
3. Cálculo das matrizes de cada elemento;
4. Obter a equação de equilíbrio baseado nas matrizes de rigidez e vetores das cargas dos elementos em suas posições;
5. Definição e introdução das condições de contorno;
6. Resolução de todo sistema de equações para definição da variável de interesse;
7. Apresentação e análise dos resultados.

As etapas definidas por Santos (1999) necessitam de amplo conhecimento do problema para que se possa chegar à solução de cada uma. Além disso, resumidamente, pode definir estas etapas em um fluxo de três pontos cruciais:

- Formulação das equações;
 - Problema físico;
 - Equações diferenciais parciais;
- Transformação das equações;
 - Integração e formulação variacional;
 - Aproximação da solução para cada elemento;
- Solução numérica;
 - Sistema de equações algébricas;
 - Solução aproximada.

2.6. Determinação das forças atuantes no modelo

Guedes (2000) no seu estudo das configurações de esforços solicitantes no fêmur, determinou para o modelo do fêmur em compósito, como referenciados anteriormente, as cargas atuantes referentes ao deslocamento, deformação e tensões respeitando uma condição real em um indivíduo. Esses esforços foram simulados no modelo da Fig. (3) respeitando cada característica de direção e módulo das forças consideradas. Na Tab. (1) apresentada por Guedes (2000) pode-se observar todas as resultantes das forças simuladas observando três configurações de carregamento no modelo. No viés do estudo verificou-se a aplicabilidade da utilização de um modelo sintético em relação a um modelo cadavérico visando demonstrar a viabilidade dos modelos não naturais.

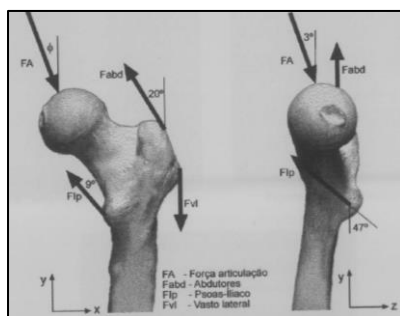


Figura 3. Aplicação de forças, simulação, Guedes (2000)

Tabela 1. Resultantes das forças simuladas, Guedes (2000)

Coordenada	X	Y	Z	Resultante (N)
Articulação	-0,171	-2,8	-0,61	2872

2.8. Elaboração do Modelo 3D

Foi realizado no modelo físico da prótese obtida para o estudo, um escaneamento 3D para se obter todos os detalhes de contorno e dimensional da prótese. Após gerar o modelo em nuvem de pontos no scanner, foi necessário fazer o tratamento do arquivo e conversão para uma extensão de leitura do programa de elementos finitos utilizado, *Ansys WorkBench*®. As correções da superfície do modelo foram realizadas com o programa de elementos finitos *Solid Edge ST8*® conforme apresentado na Fig. (4).

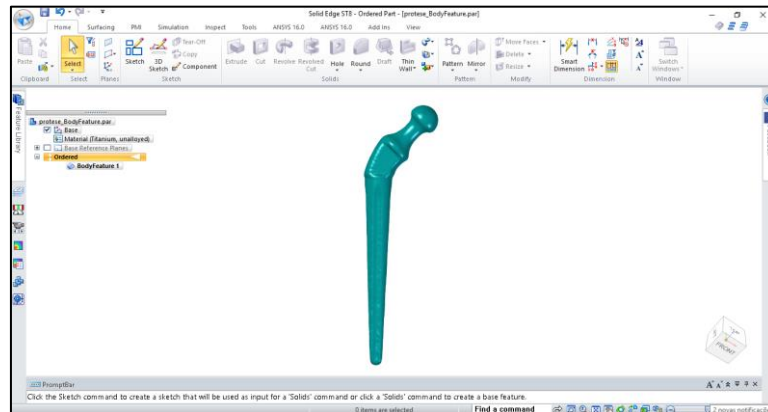


Figura 4. Programa *Solid Edge ST8*®, os autores (2017)

Após a obtenção do modelo tridimensional aproximado, em comparação com a prótese original, foi feito o carregamento do arquivo no programa CAE, *Ansys WorkBench*®, onde foi aplicado as condições de contorno de carregamento obtidas pelo estudo realizado por Guedes, referenciado nesse trabalho, onde ele determinou por base de testes laboratoriais em modelos de fêmur, as cargas atuantes, possíveis, na cabeça da articulação femoral, tendo em vista a marcha de um indivíduo normal. A Fig. (5) apresenta os processos realizados no programa, sendo as etapas de determinação da malha e condições de contorno, e no quadro 1 são apresentadas as componentes de forças e as propriedades do material aplicado respectivamente.

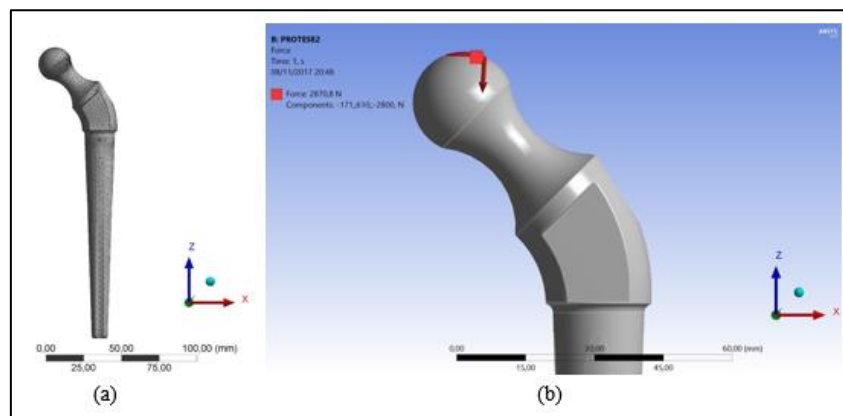


Figura 5. (a) Malha aplicada ao modelo 3D, (b) Condições de contorno aplicadas ao modelo, os autores (2017)

Definition		Tensile Ultimate Strength MPa	Tensile Yield Strength MPa
Type	Force	1070,	930,
Define By	Components		
Coordinate System	Global Coordinate System	Density	4,62e-006 kg mm ⁻³
X Component	-171, N (ramped)	Coefficient of Thermal Expansion	9,4e-006 C ⁻¹
Y Component	610, N (ramped)	Specific Heat	5,22e+005 mJ kg ⁻¹ C ⁻¹
Z Component	-2800, N (ramped)	Thermal Conductivity	2,19e-002 W mm ⁻¹ C ⁻¹
		Resistivity	1,7e-003 ohm mm
(A)		(B)	

Quadro 1. (A) Componentes de força / (B) Propriedades do material (Titanium Alloy)

Posteriormente a parametrização do modelo para a simulação foi realizado o processo de solução (solver) e analisado as primeiras respostas obtidas, tendo em vista a observação das tensões de von-Mises, tensão equivalente máxima, deslocamento total e direcional. A análise destes resultados tem como premissa uma avaliação mecânica da prótese observando os pontos de tensão e deslocamento e o fator de segurança transmitido pela prótese em relação a tensão admissível. Toda discussão descrita em função dos resultados, tem um olhar puramente técnico de engenharia comparando-se como uma avaliação de um projeto de elemento de máquina ou estrutura crítica de um processo industrial. Nas Fig. (7) e Fig. (8), respectivamente, pode-se observar a tensão máxima de von-Mises e sua região de maior abrangência, representadas por bandeiras de chamada. Na Fig. (9) são apresentados, respectivamente o deslocamento máximo e o deslocamento direcional em X, Y e Z, como resposta da força aplicada de 2870N.

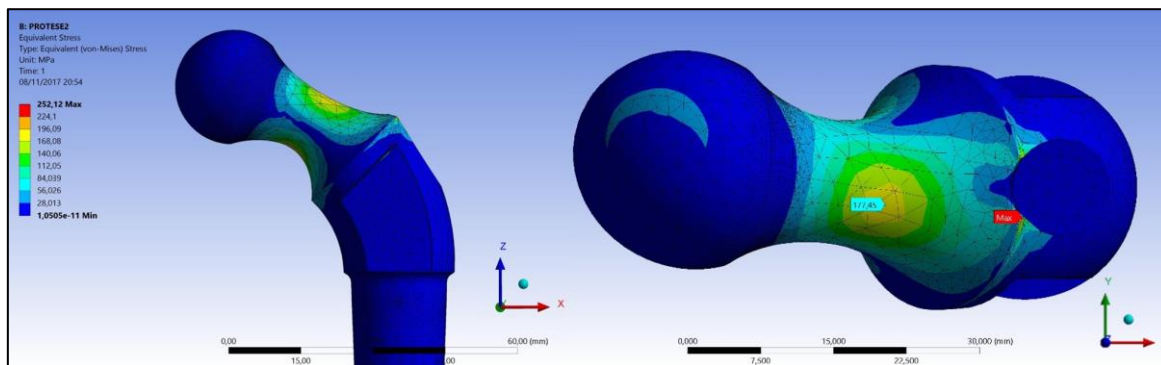


Imagem 7. Tensão máxima de von-Mises em Mega Pascal, os autores (2017)

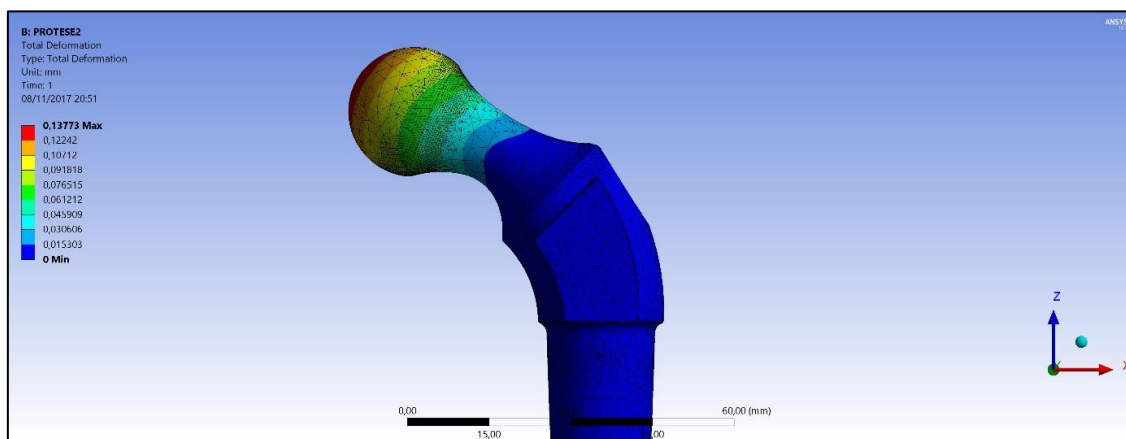


Figura 8. Deformação total em milímetros no modelo, os autores (2017)

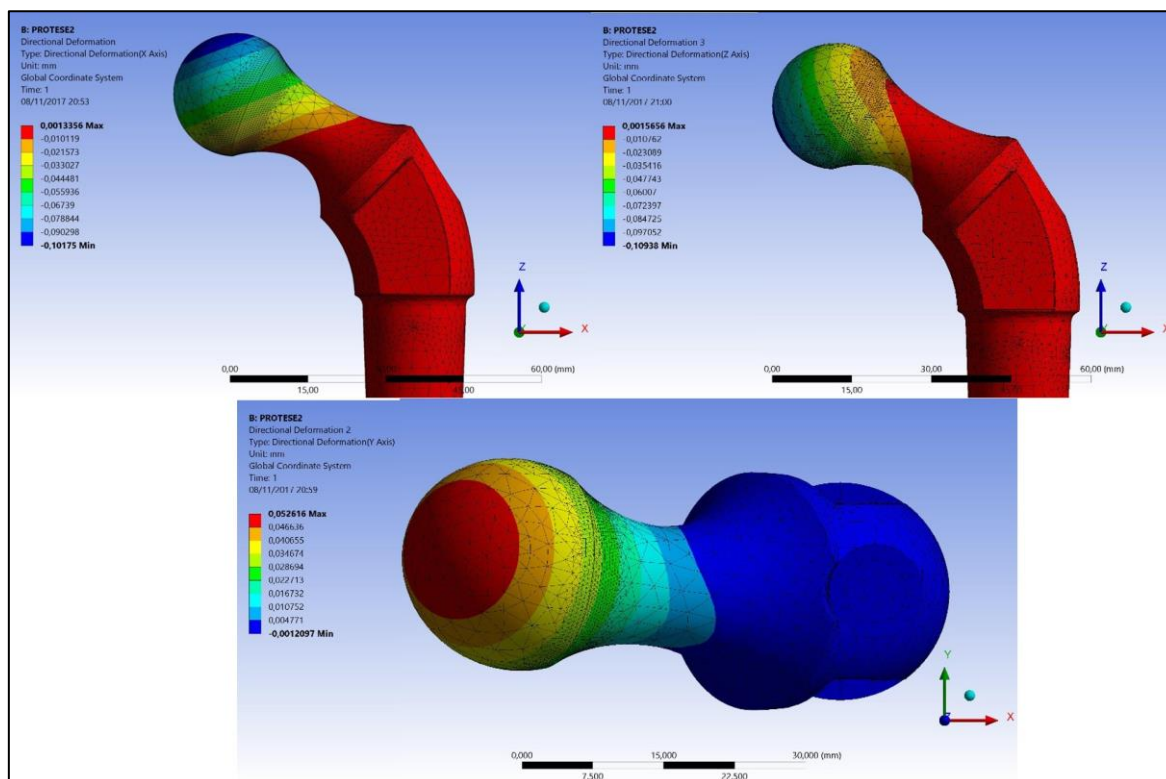


Figura 9. Deformações em X, Y e Z em milímetros, os autores (2017)

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nos resultados obtidos, pôde-se observar com clareza a região de maior fragilidade da prótese, localizada na região do pescoço da haste femoral, onde as regiões de concentração de tensões se encontram. Pode-se deduzir também que as possíveis fraturas que vier ocorrer neste modelo de prótese poderão ser acarretadas por fadiga de alto ciclo, tendo em vista que os carregamentos são cíclicos, sendo que estes carregamentos variam de acordo com a marcha de um indivíduo, ou seja, são constantemente aplicadas variando a intensidade da força e o tempo. Então, mesmo se estas tensões localizadas são abaixo do limite de escoamento, ao passar de um determinado tempo, podem ocasionar fraturas.

Logo, confirmam-se os resultados da análise com os estudos levantados neste trabalho, onde se verifica que as ocorrências de falhas nas próteses de quadril (haste femoral) ocorrem depois de um espaço de tempo consideravelmente longo, e que a grande parte dos incidentes se dá na região do pescoço da haste femoral conforme citado. Outros incidentes que podem ocorrer são, a ruptura do canal de implantação da prótese, em função da má distribuição das tensões no fêmur. Essas falhas podem ser explicadas por má formação da reestruturação óssea ou pelo fator de idade do indivíduo implantado. Fica claro que mesmo com um material de alta resistência aplicado ao modelo, as falhas podem vir a ocorrer com o tempo, e que o desenvolvimento de novas geometrias e materiais se faz necessário cada vez mais.

4. REFERÊNCIAS

No presente trabalho pôde-se observar a ampla atuação da Engenharia Mecânica no meio médico. Além da grande e crescente demanda por tecnologia de suporte a vida, viu-se a necessidade de constante estudos quantos a dispositivos de manutenção biocorpórea, quanto aos materiais, modelos, estrutura e afins. A utilização do Método dos Elementos Finitos mostra-se altamente necessária para o desenvolvimento dos diferentes produtos, sendo aplicado para idealização de todo novo componente. Visto ainda que a humanidade cada vez mais tende a uma expectativa de vida maior, mostra uma necessidade de soma de esforços entre os dois meios, médico e de engenharia, com o intuito de fornecer amparo ao crescimento das necessidades humanas. Fica como proposta para futuros trabalhos, a realização de um modelamento e simulação da reestruturação, reforço, das regiões de maiores probabilidades de falhas apresentadas neste estudo, propondo uma melhora na geometria dos modelos de próteses mais comuns.

5. REFERÊNCIAS

GUEDES, José Américo da Silva. **Estudo Numérico e Experimental da Biomecânica do Fémur Intacto e com Prótese de Anca Inserida**. 2000. 148 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade do Porto, Porto, 2000. Disponível em: <<https://repositorio-aberto.up.pt/>>. Acesso em: 02 mar. 2017.

RAMOS, António Manuel de Amaral Monteiro. **Estudo numérico e experimental de uma nova componente femoral da prótese de anca cimentada**. 2006. 329 f. Dissertação (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade de Aveiro, Aveiro, 2006. Disponível em: <<http://ria.ua.pt/handle/10773/2552>>. Acesso em: 19 mar. 2017.

SANTOS, Antônio Adel dos. **Introdução ao método dos elementos finitos**. Coronel Fabriciano: ICMG, 1999.

PAIVA, Luciana Laureano. **Corpos amputados e suas próteses: A Intervenção técnica (re)inventando formas de ser e de habitar o corpo na contemporaneidade**. 2004. 192 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Ciências do Movimento Humano, Faculdade de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2004. Disponível em: <<http://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/6825/000447582.pdf?sequence=1>>. Acesso em: 19 mar. 2017.

CARVALHO, José André. **Órteses: um recurso terapêutico complementar**. Barueri: Manole, 2006.

PIRES, Francisco José Sanches. **Fracturas periprotéticas do fémur em artroplastias da anca: classificação e tratamento**. 2014. 38 f. Dissertação (Mestrado Integrado em Medicina) – Universidade de Coimbra, Coimbra, 2014. Disponível em: <<https://estudogeral.sib.uc.pt/>>. Acesso em: 1 abr. 2017.

6. AGRADECIMENTOS

Agradecemos a Deus pelo seu grandioso poder que nos guiou até aqui e nos deu força para vencer as lutas de cada dia, ao nosso orientador Marcelo Lopes Martins Borges, por todo conhecimento compartilhado e auxílio. Agradecemos também a empresa Usiminas S/A, em especial ao pesquisador Leonardo Camilo dos Reis, pela colaboração no modelamento e análise da prótese, e ao médico Renan Elias Valério, por colaborar nos estudos da área clínica.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.